

О- 794198

На правах рукописи



ХОМЯКОВ АНТОН ВАДИМОВИЧ

**МЕТОДЫ ОБНАРУЖЕНИЯ И ОБРАБОТКИ
МАЛОАМПЛИТУДНЫХ СОСТАВЛЯЮЩИХ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ПОРТАТИВНЫХ
КАРДИОМОНИТОРОВ**

Специальность 05.12.04 – Радиотехника,
в том числе системы и устройства телевидения

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Казань 2012

Работа выполнена на кафедре Радиоэлектронных и телекоммуникационных систем Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева-КАИ».

Научный руководитель

Канд. техн. наук, профессор Щербаков Геннадий Иванович

Официальные оппоненты:

Ильин Герман Иванович, доктор техн. наук, профессор
ФГБОУ ВПО «Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева-КАИ», каф. РЭКУ, заведующий кафедрой

Насыров Игорь Альбертович, канд. физ.-мат. наук, доцент
ФГАОУ ВПО «Казанский (Приволжский) федеральный университет»,
каф. Радиоэлектроники, доцент

Ведущая организация

ОАО «Научно-производственное объединение «Радиоэлектроника»
им. В.И. Шимко»

Защита состоится 6 апреля 2012 года в 14 часов на заседании диссертационного совета Д 212.079.04 в Казанском национальном исследовательском техническом университете им. А.Н. Туполева-КАИ по адресу: 420111, г. Казань, ул. К. Маркса, д.31/7.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Казанского национального исследовательского технического университета им. А.Н.Туполева-КАИ.

Отзывы на автореферат в 2-х экземплярах, заверенные печатью организации, высылать по адресу: 420111, г. Казань, ул. К. Маркса, д. 10 на имя ученого секретаря диссертационного совета Д 2

НАУЧНАЯ БИБЛИОТЕКА КФУ

Автореферат разослан 2 марта 2012 года.

Ученый секретарь
диссертационного совета



0000792707

С.С. Седов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. В современном мире бурно развиваются радиотехнические методы и устройства передачи, приёма, обработки, отображения и хранения информации, охватывая все новые предметные области. Уже вполне традиционной стала задача разработки радиотехнических устройств обработки биомедицинских сигналов. Решение этой задачи позволяет увеличивать объем получаемой информации о состоянии человека при одновременном росте ее качества.

Совершенствование методов цифровой обработки биомедицинских сигналов делает возможным создание новых устройств для эффективного использования в области медицины. Применение методов обнаружения и различения слабых сигналов на фоне шумов для автоматического анализа электрокардиосигнала (ЭКС) позволяет более глубоко исследовать область предсердий сердца человека, что в свою очередь способствует обнаружению предсердных аритмий и других нарушений в работе предсердий.

Применяемые методы базируются на теории приёма сигналов в целом, а также на теории случайных процессов и статистического анализа в радиотехнических системах, теории распознавания образов и классификации сигналов. Основы этих теорий были изложены в работах В.А. Котельникова, Б.Р. Левина, И.А. Липкина, И.В. Дунин-Барковского, В.А. Омельченко, Н.В. Смирнова, *D.Middleton, S.L. Marple, Ph. Woodward* и др.

Автоматический анализ ЭКС, в частности, для обнаружения предсердных аритмий является важным аспектом диагностики состояния сердца человека. Во-первых, потому что ряд аритмий носит жизнеугрожающий характер: внезапная аритмическая смерть может наступить в течение нескольких минут после возникновения аритмии. Во-вторых, аритмии выступают в роли своеобразных маркеров более серьезных сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) и позволяют обнаруживать на ранних стадиях морфологические изменения в сердце.

В нашей стране во главе научных работ в области обработки и автоматического анализа ЭКС стояли исследователи А.Л. Барановский, А.П. Немирко, а впоследствии Г.Г. Иванов, А.Н. Калинин, Б.Б. Куламбаев, С.Ю. Левашов и др. Разработке методов обработки ЭКС посвящены работы зарубежных ученых *J.T. Catalano, G.D. Clifford, R.G. Mark, G.B. Moody, J. Pan, M.B. Simson, W.J. Tompkins* и др. Развитие методов автоматического анализа ЭКС было направлено на решение задач компьютерной электрокардиографии, таких как мониторинг или экспресс-диагностика состояния сердца. В проводимых на кафедре Радиозлектронных и телекоммуникационных систем (РТС) Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н.Туполева-КАИ (КНИТУ-КАИ) исследованиях решением этих задач занимались Ш.М.Чабдаров, А.Ф. Надеев, Г.И. Щербаков, Т.Ф. Щербакова, С.В.Козлов, С.С. Седов, С.Н. Горохов и др.

Кардиомониторы, которые находят широкое распространение сегодня, представляют собой радиоэлектронные средства автоматического анализа ЭКС. Среди них выделяют различные классы приборов по глубине анализа и по своему функциональному назначению. В России с высоким уровнем смертности от ССЗ практический интерес представляет распространение портативных кардиомониторов (ПКМ), которые могут применяться врачами общей практики в клиниках семейной медицины, врачами скорой медицинской помощи и самими пациентами на дому. При проектировании ПКМ интерес представляет расширение их функциональных возможностей для проведения экспресс-диагностики по первому стандартному электрокардиографическому отведению. Увеличения списка обнаруживаемых нарушений в работе сердца можно добиться применением в ПКМ методов обнаружения и обработки малоамплитудных составляющих ЭКС. К таковым относится *P*-зубец ЭКС, который представляет собой запись потенциала, возникающего при возбуждении предсердий. При разработке методов автоматической обработки ЭКС в существующих ПКМ не уделяется достаточного внимания этой составляющей ЭКС с малой относительно *QRS*-комплекса амплитудой. Однако использование информации о *P*-зубце позволяет обнаружить такие аритмии, как предсердная тахикардия, внутрипредсердная блокада, эктопический предсердный ритм и некоторые другие, которые приводят к деформации *P*-зубца.

Целью диссертационного исследования является разработка методов обнаружения и обработки малоамплитудных составляющих электрокардосигнала для создания алгоритма обнаружения нарушений в работе предсердий по первому стандартному электрокардиографическому отведению.

Для достижения цели ставится задача синтеза алгоритмов выделения и обработки диагностической информации, содержащейся в малоамплитудных сигналах активности предсердий в первом стандартном электрокардиографическом отведении. Для её решения выносятся ряд частных задач:

- Исследование и систематизация характеристик малоамплитудных сигналов предсердий для обнаружения аритмий в первом стандартном отведении.
- Разработка метода обнаружения малоамплитудных сигналов предсердий в первом стандартном отведении.
- Разработка метода различения малоамплитудных сигналов предсердий по их спектральным параметрам.
- Применение разработанных методов для обнаружения и прогнозирования нарушений в работе предсердий.

Научная новизна результатов исследования заключается в том, что:

- Разработан метод обнаружения-различения малоамплитудных составляющих электрокардосигнала на основе метода сравнения с образцами. На этапе предварительной обработки ЭКС он обеспечивает высокую достовер-

ность обнаружения-различения малоамплитудных сигналов активности предсердий в режиме экспресс-анализа ЭКС.

- Разработан способ поиска точек синхронизации для усреднения сигнала на основе корреляционного метода. Он обеспечивает высокую достоверность синхронного накопления малоамплитудных сигналов активности предсердий в ходе обработки ЭКС.

- Разработан метод различения малоамплитудных составляющих электрокардиосигнала по их спектральным параметрам на основе ROC-анализа экспериментальных данных. Он позволяет синтезировать алгоритм обнаружения в первом стандартном отведении аритмий сердца, которые портативные кардиомониторы ранее не обнаруживали.

- Предложен критерий прогнозирования эпизодов фибрилляции предсердий на основе спектрального анализа малоамплитудных составляющих ЭКС. Данный критерий позволяет отнести исследуемые ЭКС к группам с различной степенью риска возникновения эпизодов фибрилляции предсердий.

Практическая ценность результатов исследования состоит в том, что синтезированный на основе разработанных методов алгоритм обнаружения предсердных аритмий расширяет функциональные возможности ПКМ по обнаружению нарушений в работе предсердий сердца человека при автоматическом анализе ЭКС по первому стандартному электрокардиографическому отведению.

Достоверность полученных результатов подтверждена использованными в исследовании методами теории вероятности и математической статистики, оптимального обнаружения сигналов, спектрального распознавания сигналов, цифровой обработки сигналов и статистического моделирования, а также результатами тестирования созданных алгоритмов на верифицированных базах записей ЭКС ресурса *PhysioNet*, которые согласуются со сведениями из теории.

На защиту выносятся:

- Модели малоамплитудных составляющих ЭКС, полученные на основе полиномиальной аппроксимации сигналов.

- Метод обнаружения-различения малоамплитудных составляющих ЭКС, включающий способ поиска точек синхронизации для последующего усреднения сигнала.

- Метод различения малоамплитудных составляющих ЭКС по их спектральным параметрам.

- Критерий прогнозирования эпизодов фибрилляции предсердий для отнесения исследуемых ЭКС к группам с различной степенью риска возникновения фибрилляции предсердий.

- Алгоритмы работы программ для ЭВМ, в которых реализованы разработанные методы обнаружения и обработки малоамплитудных составляющих ЭКС и ROC-анализ экспериментальных данных.

Результаты работы внедрены:

- В учебный процесс подготовки студентов кафедры РТС КНИТУ-КАИ по специальности 210304 Радиоэлектронные системы, бакалавров и магистров по направлению 210400 Радиотехника. Подтверждено актом внедрения.

- В практику Многопрофильного медицинского центра «Отель-Клиника». Подтверждено актом внедрения.

- В производство ОАО «Радиоприбор». Подтверждено актом внедрения.

- Результаты работы вошли в заявку на патент РФ на полезную модель №2011128842 «Устройство экспресс-анализа сердечного ритма». Получено решение от 07.12.2011 о выдаче патента.

- Результаты работы вошли в заявку на патент РФ на полезную модель №2011128849 «Устройство экспресс-оценки параметров сердечного ритма». Получено решение от 07.12.2011 о выдаче патента.

Апробация. Материалы диссертации докладывались и обсуждались на целом ряде международных научных и научно-практических конференций в Москве, Санкт-Петербурге, Казани и других городах. Материалы диссертации апробированы на семинарах в Университете Штата Мичиган, США, и Миланском политехническом университете, Италия.

Публикации. По теме диссертации опубликовано 18 печатных работ, в том числе 4 статьи в журналах (из них – 3 в журналах из Перечня ведущих рецензируемых научных журналов и изданий), 1 патент РФ на полезную модель, 2 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ, 11 тезисов и докладов в материалах и трудах конференций.

Личный вклад автора определяется разработкой методов и реализующих эти методы алгоритмов в ходе исследований, выполненных на кафедре РТС КНИТУ-КАИ; сбором и анализом экспериментальных данных в ходе стажировки в Лаборатории обработки и моделирования физиологических сигналов Университета Штата Мичиган, Ист-Лансинг, США (Грант Правительства Республики Татарстан «Алгарыш», август – декабрь 2009) с целью применения синтезированных алгоритмов для прогнозирования эпизодов фибрилляции предсердий; анализом экспериментальных данных в ходе стажировки в Лаборатории обработки биомедицинских данных, сигналов и изображений Миланского политехнического университета, Милан, Италия (Программа развития КНИТУ-КАИ на 2009-2018 годы, декабрь 2010) для оценки достоверности обнаружения-различения малоамплитудных составляющих ЭКС.

Структура и объем диссертации. Диссертация с приложениями изложена на 144 листах машинописного текста, в том числе основной текст на 122 листах. Она состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованных источников, включающего 136 наименований, и семи приложений. В ней содержится 40 рисунков и 12 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

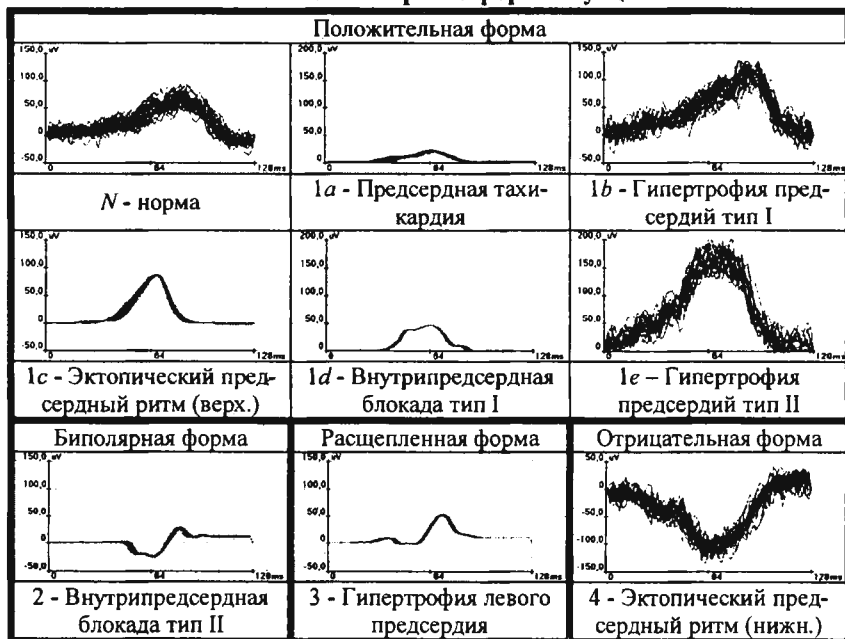
Во введении приводится общая характеристика работы, показана актуальность темы исследования, сформулированы его цель и задачи.

В первой главе диссертации «Обработка электрокардосигнала в современных кардиомониторах» рассмотрены общие вопросы обработки ЭКС в современных ПКМ, аспекты обнаружения аритмий сердца на основе анализа малоамплитудных составляющих ЭКС, в том числе предсердных потенциалов, в первом стандартном электрокардиографическом отведении, формализованы цель и задачи исследования.

В табл.1 приведены варианты изменений в форме *P*-зубца при различных нарушениях в работе предсердий, сформированные по описаниям базы данных ресурса *PhysioNet* и сгруппированные по основным четырем типам форм: положительная (группы «1a»-«1e»), биполярная («2»), расщепленная («3») и отрицательная («4»). Буквой «N» обозначена группа сигналов с нормальной формой *P*-зубца.

Таблица 1

Многообразие форм *P*-зубца



Анализ предсердных потенциалов по первому электрокардиографическому отведению во временной области затруднен в виду разнообразия возможных форм, а также вариабельности параметров. Поэтому в работе после обнаружения предлагается использовать спектральный подход для различения сигналов. Обнаружение же проводится на основе метода сравнения с образцами, в качестве которых используются модели реальных сигналов.

Во второй главе «Разработка и реализация метода обнаружения-различения малоамплитудных составляющих ЭКС» рассмотрены вопросы разработки алгоритмов предварительной обработки ЭКС: автоматического обнаружения сигналов малой амплитуды, их классификации и усреднения.

В результате систематизации сведений о предсердных потенциалах, проведенной в первой главе работы, стало известно, что сигналы P -зубца принято относить к одной из четырех возможных форм (табл. 1). В данной работе ставится задача разработки метода обнаружения P -зубца в приборе экспресс-диагностики. Поэтому при построении моделей возможных форм P -зубца, которые будут использованы впоследствии, в качестве аппроксимирующей функции выбран один из простейших видов базисных функций в виде степенного ряда. Авторы предыдущих исследований показали, что применение такого полинома допустимо (A.I. Hernandez и др., 2000), однако необходимо использовать полиномы 5-10 степени (Степанов А.Б., 2011). Для k -го отсчета модели i -го типа m_{ik} можно записать выражение:

$$m_{ik} = c_0 + c_1 k + c_2 k^2 + \dots + c_l k^l. \quad (1)$$

Построение модели P -зубца сводится к задаче определения коэффициентов c_l аппроксимирующего полинома, для чего необходимо решить систему уравнений, которая имеет следующее представление в матричном виде:

$$\begin{bmatrix} \sum_{k=1}^K x_k^{2l} & \sum_{k=1}^K x_k^{2l-1} & \dots & \sum_{k=1}^K x_k^l \\ \sum_{k=1}^K x_k^{2l-1} & \sum_{k=1}^K x_k^{2l-2} & \dots & \sum_{k=1}^K x_k^{l-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{k=1}^K x_k^l & \sum_{k=1}^K x_k^{l-1} & \dots & \sum_{k=1}^K x_k^0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} c_l \\ c_{l-1} \\ \vdots \\ c_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{k=1}^K x_k^l y_k \\ \sum_{k=1}^K x_k^{l-1} y_k \\ \vdots \\ \sum_{k=1}^K x_k^0 y_k = \sum_{k=1}^K y_k \end{bmatrix}, \quad (2)$$

где x_k – номер отсчета сигнала, K – количество отсчетов сигнала, l – степень аппроксимирующего полинома, y_k – значение k -го отсчета. В данной системе неизвестным параметром является степень полинома l , которая может быть определена путем минимизации среднеквадратического отклонения (СКО).

Для построения моделей и дальнейшего тестирования метода обнаружения-различения использовалось приложение, разработанное в среде программирования Visual Studio .Net на языке Visual Basic [6]. Для анализа были

взяты сигналы базы данных ресурса *PhysioNet*. Это записи 12 стандартных отведений ЭКС с частотой дискретизации 500 Гц, с 16-разрядным разрешением по уровню. Было использовано 56 записей первого стандартного отведения длительностью 90 секунд, которые включили отобранные сигналы с *P*-зубцами четырех основных типов. В табл.2 приведены значения СКО аппроксимации для всех зубцов, по которым производилось моделирование: с увеличением степени полинома уменьшается как среднее значение СКО аппроксимации, так и его отклонение от среднего значения, причем для степеней выше восьмой СКО уменьшается незначительно.

Таблица 2

СКО, мкВ	СКО аппроксимации							
	Степень аппроксимирующего полинома							
	3	4	5	6	7	8	9	10
	19,36±6,44	13,95±7,49	9,32±3,82	8,03±3,64	5,92±1,86	4,95±1,73	4,03±1,37	3,53±1,31

Выбор степени аппроксимирующего полинома происходит на основе минимизации СКО аппроксимации при ограничении на число точек перегиба: три для положительного ($i=1$) и отрицательного ($i=4$) типа *P*-зубца, пять для биполярного ($i=2$) и расщепленного ($i=3$), то есть:

$$СКО(l) \rightarrow \min_{l \in L} \quad (3)$$

$$L = \left\{ l \mid \begin{cases} N_{\text{перг}}(l) \leq 3 : i = 1, 4 \\ N_{\text{перг}}(l) \leq 5 : i = 2, 3 \end{cases} \right\},$$

где l – степень полинома, $N_{\text{перг}}$ – число точек перегиба, i – тип формы.

Была выбрана шестая степень полинома для положительного и отрицательного *P*-зубцов, и седьмая для биполярного и расщепленного *P*-зубцов. В табл.3 приведены значения коэффициентов аппроксимирующих полиномов.

Таблица 3

Коэффициенты аппроксимирующих полиномов								
Тип	c_0	c_1	c_2	c_3	c_4	c_5	c_6	c_7
Полож.	-5,989	12,449	-1,998	0,154	-0,005	0,0001	$-2,7 \cdot 10^{-7}$	–
Отриц.	5,509	-5,292	0,834	-0,05	0,001	$7,5 \cdot 10^{-6}$	$-1,3 \cdot 10^{-7}$	–
Биполяр.	14,206	-21,985	7,023	-0,776	0,037	-0,0009	$9,8 \cdot 10^{-6}$	$-4,3 \cdot 10^{-8}$
Расщепл.	20,458	-29,363	9,772	-1,071	0,052	-0,0013	$1,5 \cdot 10^{-5}$	$-6,6 \cdot 10^{-8}$

Решение о наличии и типе *P*-зубца принимается на основе критерия максимального правдоподобия, который в нашем случае представим в виде:

$$i = \arg \max_{i=0, I} \{ \Lambda_i(\tilde{U}) \} \quad (4)$$

Отношение правдоподобия $\Lambda_i(\bar{U})$, в общем случае, вычисляется через плотности распределения $w_i(\bar{U})$ i -го из I возможных типов P -зубца и плотности распределения шума $w_0(\bar{U})$:

$$\Lambda_i(\bar{U}) = w_i(\bar{U}) / w_0(\bar{U}), \quad (5)$$

где $\bar{U} = (U_1, U_2, \dots, U_K)$ - вектор K временных отсчетов ЭКС.

Таким образом, отношение правдоподобия $\Lambda_0(\bar{U})$ будет тождественно равно 1, а случай $i=0$ будет соответствовать отсутствию P -зубца. Число возможных типов P -зубца I определяется числом основных типов форм P -зубца, для которых были получены модели (табл.3). Для дискретного случая плотность вероятности сигнала и шума, подчиненная нормальному закону распределения, представима:

$$w_i(U) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_i^2}} \exp \left\{ -\frac{\sum_{k=1}^K (U_{ik} - m_{ik})^2}{2\sigma_i^2} \right\}, \quad (6)$$

$$w_0(U) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_0^2}} \exp \left\{ -\frac{\sum_{k=1}^K U_{0k}^2}{2\sigma_0^2} \right\}. \quad (7)$$

Подставляя выражения (6) и (7) в выражение (5) и проведя ряд преобразований, получим:

$$\Lambda_i(\bar{U}) = \exp \left\{ \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{k=1}^K U_k \cdot m_{ik} - \frac{1}{2\sigma^2} \sum_{k=1}^K m_{ik}^2 \right\}, \quad (8)$$

где σ - среднеквадратичное значение шума, а m_{ik} - k -ое значение модели P -зубца i -ого типа. Уменьшаемое в показателе экспоненты в выражении (8) есть дискретный корреляционный интеграл $Z_i(\bar{U})$, а вычитаемое - половина энергии модели E_i :

$$Z_i(\bar{U}) = \sum_{k=1}^K U_k \cdot m_{ik}, \quad (9)$$

$$E_i = \sum_{k=1}^K m_{ik}^2, \quad (10)$$

где $m_{0k} = 0, k = \overline{1, K}$. С учетом (9) и (10) выражение (4) можно представить в виде:

$$i = \arg \max_{i=0, I} \left(Z_i(\bar{U}) - \frac{1}{2} \cdot E_i \right). \quad (11)$$

В результате, в алгоритме реализации метода обнаружения-различения P -зубца вычисляется разность дискретного корреляционного интеграла (9) и половины энергии модели (10) для каждого типа P -зубца независимо. Выбирается тот тип, которому соответствует максимальное значение разности (11).

Одним из этапов предварительной обработки ЭКС является синхронное усреднение. Для осуществления этой процедуры необходимо выбрать опорную точку (точку синхронизации) для каждого кардиоцикла в реализации ЭКС. Другие исследователи показывали, что для более точной синхронизации при анализе предсердных потенциалов, необходимо выбирать опорную точку на P -зубце, а не на QRS -комплексе (Горохов С. Н., 1999, F.Censi и др., 2006).

В виду достаточной сложности, а зачастую, и невозможности определения точки максимума P -зубца, распространение получили корреляционные методы выбора опорной точки синхронизации. При этом точку, в которой достигается максимум коэффициента корреляции между усредняемым участком сигнала и образцом, принимают за точку синхронизации.

В работе для сопоставления с образцом используется нормализованный коэффициент корреляции, определяемый по формуле:

$$R(n) = \frac{\sum_{k=1}^K (E(k) - \bar{E}) \cdot (X(k+n) - \bar{X}_n)}{\sqrt{\sum_{k=1}^K (E(k) - \bar{E})^2 \cdot \sum_{k=1}^K (X(k+n) - \bar{X}_n)^2}}, \quad (12)$$

где E – образец, X – сравниваемый сигнал, \bar{E} – среднее значение сигнала E для K рассматриваемых отсчетов, n – временной индекс сигнала X , соответствующий отсчету, по которому образец совмещен с сигналом, \bar{X}_n – это среднее значение той части сигнала X , которая используется для согласования с образцом при заданном n , и вычисляется по формуле:

$$\bar{X}_n = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K X(k+n). \quad (13)$$

Для синхронизации используются сегменты ЭКС длительностью 128 мс, которые начинаются за 200 мс от опорной точки на R -пике. Выбор временных интервалов обусловлен средними значениями длительности и положения P -зубца относительно QRS -комплекса, а также необходимостью дальнейшего вычисления спектра с помощью быстрого преобразования Фурье (БПФ). В качестве образца выступает P -зубец с наибольшим средним значением коэффициента корреляции между всеми зубцами [3]. Для усреднения используются «типичные» для данного пациента P -зубцы. Достаточным условием для выбора порогового значения коэффициента корреляции является численность группы «типичных» зубцов, составляющая 75% от всех зубцов на ЭКС (К.Айтемир и

др., 1999). Использовался порог со значением $0,94 \pm 0,01$, что превосходит результаты предыдущих исследователей и говорит о более точной синхронизации сигналов.

Выбранные для анализа сегменты подверглись процедуре обнаружения-различения малоамплитудных составляющих по разработанному методу. В табл.4 приведены значения $\lambda_i(\bar{U})$, вычисленные по формулам (8) и (11).

Таблица 4

Значения отношений правдоподобия

Представитель <i>P</i> -зубца	Модель <i>P</i> -зубца для сравнения			
	Полож.	Биполяр.	Расщепл.	Отриц.
Положительный	0,209±0,027	-0,058±0,027	0,168±0,035	-0,643±0,090
Биполярный	-0,275±0,035	0,025±0,013	-0,112±0,039	-0,104±0,046
Расщепленный	-0,035±0,034	0,030±0,008	0,098±0,029	-0,434±0,064
Отрицательный	-0,873±0,052	-0,073±0,017	-0,652±0,046	0,220±0,059
Нет	-0,212±0,088	-0,074±0,037	-0,178±0,076	-0,240±0,124

Для проанализированных 4764 сегментов достоверность обнаружения-различения составила 93%, таким образом, ошибка обнаружения-различения не превысила 7%. Для целей экспресс-анализа сердечного ритма и сокращения времени обработки ЭКС алгоритм был протестирован также на сигналах без синхронного усреднения. При этом достоверность обнаружения-различения составила 75%, что подтверждает необходимость синхронного усреднения при обработке ЭКС.

В третьей главе «Разработка и реализация метода различения малоамплитудных составляющих ЭКС по параметрам спектра» разрабатывается метод различения сигналов на основе измеренных спектральных параметров предсердных потенциалов для обнаружения предсердных аритмий.

При построении спектра сигнала используется алгоритм БПФ. Для удовлетворения условия непрерывности и периодичности анализируемых сигналов при построении спектра необходимо использовать функцию «окна». В работе применяется окно Гаусса ($\alpha=1,85$) длиной 128 отсчетов, что обеспечивает требуемый уровень боковых лепестков при достаточном спектральном разрешении.

Конечной целью анализа биомедицинских сигналов является отнесение сигналов к одной из нескольких известных категорий и получение решения, относящегося к состоянию пациента. Фактически, речь идет о решении задачи различения сигналов. В теории оптимального приема сигналов считается, что оптимальным для различения является байесовский классификатор, однако на практике в виду сложности определения и оценки плотностей распределения вероятностей появления сигналов и выборок измеряемых параметров применяют линейные классификаторы. Они значительно упрощают алгоритмы обработки сигналов и обеспечивают высокую достоверность различения.

Задачу многовариантного различения (когда сигнал может быть отнесен к одной из более чем двух категорий) принято разбивать на несколько задач бинарной классификации. В этой работе для представления результатов бинарной классификации используется так называемая ROC-кривая (T. Fawcett, 2006), которая позволяет не только сравнить несколько классификаторов между собой, но и выбрать оптимальный порог с точки зрения максимальной достоверности различения сигналов.

Для девяти групп сигналов, сформированных по описаниям базы данных ресурса *PhysioNet* (Табл.1), измеряются параметры спектра: доминирующая частота (ДЧ), максимум (М) – амплитуда спектра на доминирующей частоте, энергия (Э) – оценивается как сумма всех спектральных составляющих [1], энергетическая ширина спектра (Ш) – полоса частот, в которой содержится 90% энергии спектра. Все группы были попарно проанализированы по вышеперечисленным параметрам спектра с помощью Программы для ROC-анализа данных [7]. В результате анализа параметр доминирующая частота был исключен из рассмотрения, т.к. не может быть использован для различения сигналов.

Для групп сигналов, выборки спектральных параметров которых имеют взаимное перекрытие (рис.1), строится ROC-кривая (рис.2).

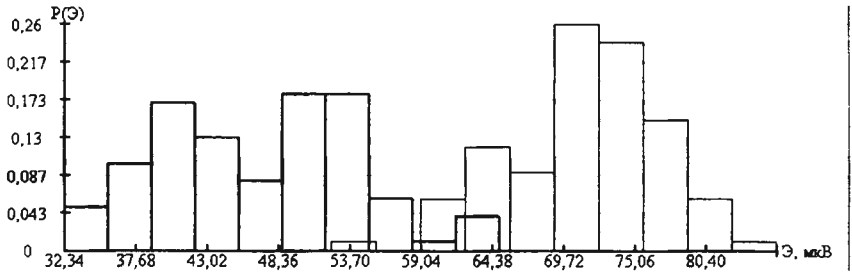


Рис.1. Гистограммы энергии для группы «N» – тонкая линия, «lb» – жирная линия.

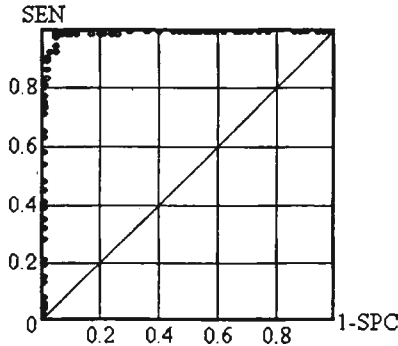


Рис.2. ROC-кривая по параметру энергия для групп «N» и «lb».

Оптимальным выбирается порог максимизирующий достоверность различения (ACC) при доле ложно обнаруженных случаев (FDR) не более 5%:

$$ACC(\Theta_{N,1b}) \rightarrow \max_{\Theta_{N,1b} \in \Theta_{N,1b}} \quad (14)$$

$$\Theta_{N,1b} = \{\bar{\Theta}_{N,1b} \mid FDR(\Theta_{N,1b}) \leq 0.05\}$$

Из анализа кривой на рис.2. следует, что оптимальный порог равен $\Theta_{N,1b} = 60,11$ мкВ. При этом достоверность различения составляет 98% при доле ложно обнаруженных случаев 4%.

Для групп сигналов, выборки спектральных параметров которых не имеют взаимного перекрытия (рис.3), в качестве порога выбирается среднее значение параметра из области между выборками: $\Theta_{1b,1e} = 88,15$ мкВ.

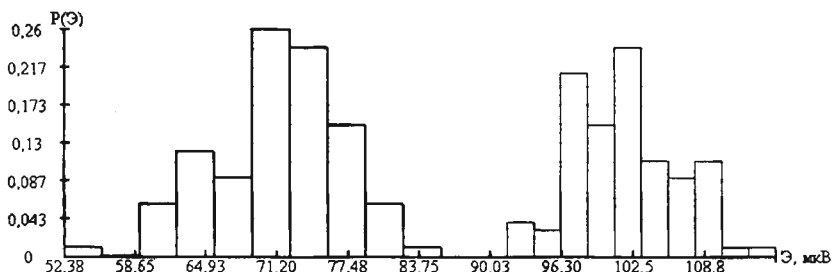


Рис.3. Гистограммы энергии для группы «1b» – жирная линия, «1e» – тонкая линия

На основании ROC -анализа выборок спектральных параметров полученных пороги для различения групп сигналов, которые использовались при реализации алгоритма различения предсердных потенциалов.

Алгоритм был протестирован на выборке из 160 сигналов со следующими результатами: случаев верного обнаружения аритмий – 80, случаев верного обнаружения нормы – 73, случаев ложной тревоги – 7, пропусков сигнала – 0. Это дает 96% достоверности различения по типу «норма – не норма». Если же говорить о различении сигналов с нарушениями в форме P -зубца, то: число верно классифицированных сигналов – 77, достоверность составляет 95%.

На основе разработанных методов синтезирован алгоритм обнаружения предсердных аритмий в первом стандартном электрокардиографическом отведении. Он позволяет обнаружить нарушения в работе предсердий, которые портативные приборы этого класса ранее не обнаруживали.

В четвертой главе «Применение разработанных методов для прогнозирования эпизодов фибрилляции предсердий» рассматривается задача различения предсердных потенциалов на основе спектральных параметров для прогнозирования эпизодов фибрилляции предсердий (ФП). Обнаружение этого жизнеугрожающего вида аритмий сердца человека на стадии зарождения несет

большую практическую ценность для медицины. Поэтому разработка критерия прогнозирования ФП и его реализация в алгоритме обработки ЭКС расширит функциональные возможности ПКМ.

Для разработки критерия используется база записей ЭКС ресурса *PhisioNet*, которая была создана для тестирования алгоритмов прогнозирования ФП. Измеренные спектральные параметры для сигналов группы «N» – без эпизодов ФП, и «A» – с эпизодами ФП приведены в табл.5.

Таблица 5

Спектральные параметры

Группа	Параметры	ДЧ, Гц	М, мкВ	Э, мкВ	Ш, Гц
N	$m \pm \sigma$	4 ± 0	$13,9 \pm 8,96$	$42,6 \pm 24,6$	$127,5 \pm 21,9$
	min / max	4 / 4	0,84 / 39,9	4,6 / 105,6	84 / 180
A	$m \pm \sigma$	4 ± 0	$29,0 \pm 11,5$	$76,3 \pm 25,9$	$115,5 \pm 21,6$
	min / max	4 / 4	10,0 / 61,9	23,9 / 154,4	72 / 168

Был проведен ROC-анализ и сравнены результаты различения двух групп по каждому из параметров. Наилучший результат достигнут при использовании параметра максимум спектра: достоверность 76% при пороге $M_{\text{гпр}}=22,83$ мкВ, при этом доля случаев ложной тревоги $FDR = 0,21$, а площадь под кривой $AUC = 0,84$. Полученные значения достоверности различения и площади под построенной ROC-кривой (рис.4) говорят о хорошем качестве различения двух групп сигналов.

Полученная кривая позволяет ввести три порога (табл.6), чтобы разделить сигналы на четыре категории с различной степенью риска появления ФП (рис.5). Тогда область I, лежащая ниже порога 1, соответствует группе с минимальным риском появления ФП. Область II (между порогами 1 и 2) соответствует категории малого риска появления ФП. Область III (между порогами 2 и 3) – категории большого риска. Область IV (выше порога 3) относится к категории максимального риска.

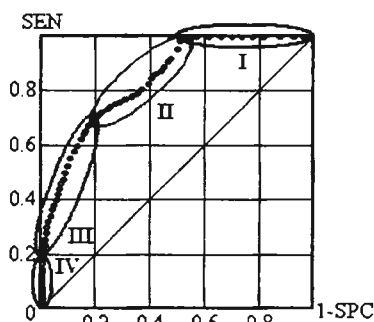


Рис.4. Области для прогнозирования эпизодов ФП на ROC-кривой

Таблица 6

Пороги для категорий риска возникновения эпизодов ФП

Порог	М, мкВ	FDR
1	10,01	0,35
2	22,83	0,21
3	39,93	0

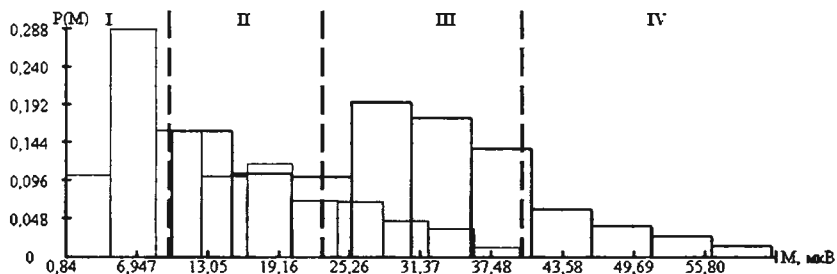


Рис.5. Области категорий риска возникновения эпизодов ФП на гистограммах распределений выборок параметра максимум (группа «N» – тонкая линия, группа «A» – жирная линия, пороги – пунктирная линия)

Основные результаты приведены в заключении работы:

- В результате исследования и систематизации характеристик малоамплитудных составляющих ЭКС получены модели для четырех типов форм предсердных потенциалов на основе полиномиальной аппроксимации сигналов.
- Разработан метод обнаружения-различения малоамплитудных составляющих ЭКС на основе метода сравнения с образцами, в качестве которых используются полученные модели. Достоверность обнаружения-различения составляет 75% в режиме экспресс-анализа ЭКС (без синхронного усреднения). В рамках разработанного метода предложен способ поиска точек синхронизации для усреднения сигнала на основе корреляционного метода. При его применении достоверность обнаружения-различения малоамплитудных составляющих электрокардосигнала составляет 93%.
- Разработан метод различения малоамплитудных составляющих электрокардосигнала по их спектральным параметрам на основе статистической обработки экспериментальных данных с применением ROC-анализа. Для выбранных информативных и рассчитанных пороговых значений параметров спектра был синтезирован алгоритм обнаружения аритмий, который был протестирован на верифицированной базе ЭКС ресурса *PhysioNet* и апробирован в клиниках г.Казань. Он показал достоверность 96% при различении между группами сигналов с нормальной и патологичной формой предсердных потенциалов, а также 95% при различении сигналов с патологичной формой P-зубца.
- Предложен критерий прогнозирования для отнесения исследуемой ЭКС к одной из групп по степени риска возникновения фибрилляции предсердий. При этом достоверность прогноза составляет 76%.

В приложения вынесены: листинг подпрограмм, реализующих алгоритмы обнаружения-различения малоамплитудных составляющих ЭКС, предварительной классификации и выбора опорной точки для синхронного усреднения P-зубцов на ЭКС, ROC-анализа измеренных спектральных параметров, а также копии актов внедрения результатов исследования, патента на полезную

модель, свидетельств о регистрации программы для ЭВМ и положительных решений о выдаче патентов на полезную модель.

Слова своей благодарности за помощь и поддержку при выполнении исследований автор адресует коллективу Научно-образовательного центра «РИТМ» КНИТУ-КАИ во главе с доцентом кафедры РТС Щербаковой Татьяной Филипповной.

СПИСОК ОПУБЛИКОВАННЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях:

1. *Щербакова Т.Ф., Седов С.С., Закиров Ф.К., Хомяков А.В.* Анализ амплитудно-временных параметров поздних потенциалов желудочков сердца по Х отведению и дополнительный спектральный критерий наличия поздних потенциалов желудочков в рамках метода Симсона // *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. - 2007. - №5. - С. 89-93.

2. *Хомяков А.В.* Анализ предсердных потенциалов в портативных устройствах обработки электрокардиосигнала // *Вестник КГТУ им. А.Н. Туполева*. - 2011. - №2. - С. 47-52.

3. *Хомяков А.В., Щербаков Г.И.* Разработка спектрального метода анализа Р-зубца электрокардиограммы для построения портативного анализатора аритмий сердца // *Инфокоммуникационные технологии*. - 2011. - Т.9. - №4. - С. 62-67.

Публикации в прочих научных изданиях:

4. *Хомяков А.В.* Спектральный анализ Р-зубца электрокардиограммы и его применение в портативном анализаторе аритмий сердца // *Методы и устройства передачи и обработки информации*. - 2011. - Вып.13 - С. 55-59.

Патент РФ на полезную модель и свидетельства о государственной регистрации программ для ЭВМ:

5. U1 110948 RU A61B5/0245. Устройство для контроля аритмии / *Можгинский В.Л., Седов С.С., Щербакова Т.Ф., Хомяков А.В.* - №2011128844/14, Заявл. 12.07.2011 // 10.12.2011 Бюл. № 34.

6. Св. №2011617162 (14.09.2011). Программа для анализа Р-зубца электрокардиограммы / *Хомяков А.В.* - №2011615307, Заявл. 15.07.2011 // ОБПБТ № 4(77) 20.12.2011. – С.486.

7. Св. №2011619451 (13.12.2011). Программа для ROC-анализа данных / *Хомяков А.В.* - №2011617659, Заявл. 17.10.2011.

Доклады и тезисы в сборниках статей и материалов конференций:

8. *Нурмухаметов М.Д., Хомяков А.В.* Алгоритмы анализа Р-зубца статистическими и спектральными методами для построения анализатора аритмий // *Радиоэлектроника, электротехника и энергетика. XIII Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов: тез.докл., Т.1.* - М.: Изд-во МЭИ, 2007 - С. 307-308.

9. *Щербакова Т.Ф., Седов С.С., Хомяков А.В.* Анализ и исследование *P*-зубца в анализаторах аритмий // Физика и технические приложения волновых процессов. VI Междунар. науч.-техн. конф.: Тез. докл. - Казань, 2007. - С. 462-463.

10. *Хомяков А.В.* Диагностика аритмий сердца спектральными методами в системе связи пациента с лечебным центром // Научному прогрессу – творчество молодых: сб. мат-лов Междунар. науч. студ. конф. по естественнонаучным и техн. дисциплинам, Ч.2. - Йошкар-Ола: Изд-во Мар. гос.техн. ун-та, 2008. - С. 275-277.

11. *Хомяков А.В.* Спектральный метод анализа *P*-зубца для задач диагностики аритмий // XVI Туполевские чтения. Междунар. молодежная науч. конф.: Мат-лы конф. - Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2008. - С. 413-415.

12. *Щербакова Т.Ф., Козлов С.В., Хомяков А.В.* Анализ и исследование вариабельности *P*-зубца электрокардиосигнала при различных патологиях сердца // Системные проблемы надёжности, качества, информационно-телекоммуникационных и электронных технологий в управлении инновационными проектами (Инноватика-2008): Мат-лы Междунар. конф. и Российской науч. школы, Ч.2. - М.: Энергоатомиздат, 2008. - С. 170-173.

13. *Хомяков А.В., Щербаков Г.И.* Особенности обработки электрокардиосигнала в системах удаленного наблюдения за пациентом // Проблемы техники и технологий телекоммуникаций. IX Междунар. науч.-техн. конф.: Тез. докладов. - Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 2008. - С. 74-75.

14. *Хомяков А.В., Щербаков Г.И.* Исследование области предсердий по ЭКГ в портативных анализаторах аритмий // Научному прогрессу – творчество молодых: сб. мат-лов Междунар. науч. студенческой конф. по естественнонаучным и техн. дисциплинам, Ч.2. - Йошкар-Ола: Изд-во Мар. гос.техн. ун-та, 2009. - С. 3.

15. *Хомяков А.В., Щербаков Г.И.* Прогнозирование пароксизмальной фибрилляции предсердий // Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке. Сб. мат-лов XIV Междунар. молодежный форума, Ч.1. – Харьков. Изд-во ХНУРЭ, 2010. - С. 384.

16. *Щербаков Г.И., Щербакова Т.Ф., Хомяков А.В.* Система анализа ритма сердца для аэромобильного госпиталя // Современные технологии и материалы – ключевое звено в возрождении отечественного авиастроения: Сб. докл. Междунар. науч.-практ.конф., Т.III. - Казань: Изд-во «Вертолет». 2010. - С. 251-259.

17. *Хомяков А.В., Щербаков Г.И., Щербакова Т.Ф., Козлов С.В.* Статистические методы анализа формы и параметров *P*-зубца электрокардиограммы // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине. Первая междунар. науч.-практ.конф.: сб.трудов, Т.2. – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2010. - С. 269-270.

18. *Щербаков Г.И., Щербакова Т.Ф., Хомяков А.В.* Обнаружение и различение по форме предсердных потенциалов на электрокардиограмме в портативных анализаторах аритмий // Высокие технологии, образование, промышленность. XI Междунар. науч.-практ.конф.: сб. статей, Т.3. - СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2011. - С. 302-304.

Формат 60х84 1/16. Бумага офсетная. Печать офсетная
Печ.л. 1,0. Усл. печ.л. 0,93. Уч.-изд.л. 1,0.
Тираж 110. Заказ А4.

Типография КНИТУ-КАИ. 420111, Казань, К.Маркса, 10

102